

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-244145

(43)Date of publication of application : 01.09.1992

(51)Int.Cl.

A61B 8/14
H04R 17/00

(21)Application number : 03-228761

(71)Applicant : HEWLETT PACKARD CO <HP>

(22)Date of filing : 14.08.1991

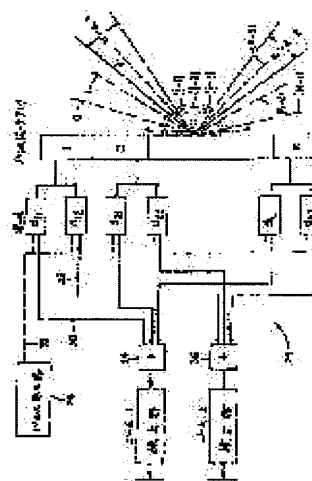
(72)Inventor : DRUKAREV ALEXANDER I
KONSTANTINIDES KONSTANTINOS
SEROUSSI GADIEL

(30)Priority

Priority number : 90 568455 Priority date : 15.08.1990 Priority country : US

(54) SONAR IMAGE CONVERTING METHOD

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide a method for minimizing the influence of the interbeam interference.**CONSTITUTION:** According to the present invention, a multibeam sonar image converting method in which a plurality of sonar beams are simultaneously transmitted to an object along the plural member of lines while crossing the plural member of circular arcs, is provided. A reflected signal is detected along each line to be sampled, thereby an image matrix of a sample value obtained from the crossing of each line and the circular arc, is formed. The linear combination of an ambient value is formed to each image value, and the converted image value which reduces the influence of the interbeam interference, is formed.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平4-244145

(43) 公開日 平成4年(1992)9月1日

(51) Int.Cl. ⁵	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/14		7807-4C		
H 0 4 R 17/00	3 3 0 Z	7350-5H		

審査請求 未請求 請求項の数1(全12頁)

(21) 出願番号 特願平3-228761

(22) 出願日 平成3年(1991)8月14日

(31) 優先権主張番号 5 6 8 4 5 5

(32) 優先日 1990年8月15日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 590000400

ヒューレット・パツカード・カンパニー
アメリカ合衆国カリフォルニア州パロアル
ト ハノーバー・ストリート 3000

(72) 発明者 アレクサンダ・アイ・ドルカレフ
アメリカ合衆国カリフォルニア州サン・カ
ーロス・ビクトリア・マナー 2727

(72) 発明者 コンスタンチノス・コンスタンチニデス
アメリカ合衆国カリフォルニア州サン・ノ
ゼ・ジェイコブ・アベニュー 1508

(72) 発明者 ガディエル・シロツシ
アメリカ合衆国カリフォルニア州クバーチ
ノ・ミルキー・ウェイ 1123

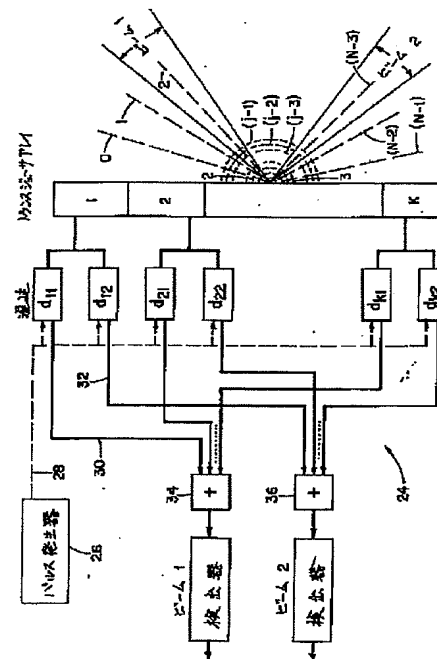
(74) 代理人 弁理士 長谷川 次男

(54) 【発明の名称】 ソナー映像変換方法

(57) 【要約】

【目的】 マルチビーム・ソナー映像において、ビーム間干渉の影響を極小にするための方法を提供する。

【構成】 本発明によれば、複数のソナービームが複数の線に沿って、および複数の円弧を横切って対象に同時に伝送されるマルチビーム・ソナー映像の変換方法が提供される。反射信号は、各線に沿って検知され、サンプルされ、これによって各線及び円弧の交差から取られたサンプル値の映像マトリックスが作成される。各映像値に対し、周囲値の線形組合せが形成されて、ビーム間干渉の影響を減ずる変換された映像値が作成される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】複数の線に沿って及び複数の円弧を横切つてソナー送信器アレイにより複数のソナービームを対象内に同時に伝送させる段階と、前記線の各々に沿って反射ソナー信号を検知する段階と、前記アレイ内の各値が前記円弧の1つから反射された信号を表わす、前記反射信号から成る映像アレイを作成する段階と、選択されたアレイ値を含む円弧の両側で反射信号における値の関数である、前記アレイ内の前記選択された値に関して変換映像値を作成する段階と、を備えて成る、ソナー送信器のアレイを用いた対象の映像化方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、超音波映像法のようなソナー映像法に関し、更に詳細には、同時に伝達される複数のソナービームで物体を走査する映像法に関する。

【0002】

【従来の技術】過去20年の間に、信号処理および電子工学の進歩が、超音波映像法を非侵入式臨床診断の主要な道具の一つとすることに役立った。一連の高周波パルスを送送することにより、超音波映像法は、従来の外科的手法またはX線より危険をはるかに少くして内臓を検査することができる。超音波映像法は、心臓の性能、血液の流れの測定に、腫瘍の識別に、また出生前の看護および診断に使用される。

【0003】典型的な従来技術の超音波映像装置の簡略ブロック図を図1に全般的に10で示す。圧電トランスジューサアレイ12は、多数の小さなトランスジューサの静置アレイから成るが、高周波発信器回路14により励起される。アレイ12がそのように励起されると、超音波パルスを比較的狭いビーム16として発生する。これを概略的に図示してある。図1において、トランスジューサアレイ12は、医学用超音波映像法の場合には、人間の身体から構成される物体18に対して且つこれに*

$$\text{解像度} = \frac{\text{フレーム時間}}{T} = \frac{1/30 \text{ sec}}{2 * \frac{0.2 \text{ m}}{1450 \text{ m/s}}} = 120 \text{ 本/フレーム} \quad (1.1)$$

【0008】(1、1)から、解像度および収集速さの主な制限は、身体内の音の速度である。この制限により現在の機器の設計に妥協が行われ、将来の超音波スキナーの能力が制限される。最近の開発で非常に興味あるのは、三次元(3D)音響映像法であって、これでは二次元(2D)走査器を積重ねたセットが内蔵の3D映像を生ずる。三次元アレイについてはH. A. McCann等が「Multidimensional Ultrasonic Imaging for Cardiology (心臓学のための多次元超音波映像法)」、Proc. of the IEEE, vol. 76, No.

*ねらいをつけて実質上接している。

【0004】ビーム16を送送してから、身体18から反射するパルスは、アレイ12により検出され、このような信号は、受信器20により処理されて陰極線管22により表示される。二次元映像は、ビーム16のようなビームをセクタを通して掃引することにより得ることができる。たとえば、装置10のようなフェーズドアレイ超音波装置では、静置アレイ12は、電子的に制御されてこのようなビームを操縦し、結像させる。このようなアレイは、R. D. Gatzke, J. T. Fearnside, およびS. M. Karpの「Electronic Scanner for a Phased-Array Ultrasound Transducer」、Hewlett-Packard Journal, pp. 13~20, Dec. 1983に図解されており、これをここに参照により取入れている。

【0005】現在のパルス反射波映像装置は、データを逐次的に集めている。装置10のようなフェーズドアレイ映像装置では、パルスは、焦点を1本の線で最適化して狭いビームとして伝送される。動的受信結像法(dynamic receive focusing)を用いて、パルスは身体を通して進むとき追跡される。このプロセスは、各線について完全な映像、100~200本、が得られるまで繰返される。伝送の速さは、伝送パルスの反射波が最も深い目標から戻るのを待って次のパルスが発信されるように選択される。

【0006】リアルタイムの装置は、すべての点を少くとも毎秒30フレームの速さで結像しなければならない。Tが伝送期間を表わすとすれば、典型的な映像の深さ20cm、音速1450m/sec、およびCRTのフレーム速さ30フレーム/secに対して、最も良く利用できる線解像度は、

【0007】

【数1】

9, Sept. 1988に記しており、これをここに引用して取入れている。たとえば、このような手法は、心臓病の効率的な診断を行うための心臓動脈の非侵入観察を可能とする。しかし、現在の技法およびデータ収集の速さでは3D映像装置の動作をリアルタイムで実現することは不可能である。

【0009】この問題を克服する一つの方法は、受信反射信号を形成する回路で大規模な並列処理を行うことである。このような機構は、J. Poulton, O. VonRamm, およびS. Smithの「Integrated Circuits for 3-D Med

ical Ultrasound Imaging (3 次元医療超音波映像法用集積回路)」、MCNC Technical Bulletin, vol. 3, No. 4, July/August 1987に開示されており、これをここに引用により取入れている。多数の点を同時に照明する各伝送ビームについて、64本の同時受信ビームが8×8線格子上に形成される。こうして並列処理を、受信したすべての信号の同時処理に対して施すことができる。このような同時並列処理は、M. O'Donnellの「Applications of VLSI Circuits to Medical Imaging (VLSI回路の医療映像法への応用)」、Proc. of the IEEE, vol. 76, No. 9 pp. 1106~1114, Sept. 1988に開示されており、これをここに引用により取入れている。

【0010】今度は図2に転ずると、全般的に24で示してあるのは、映像を一つの面内に作製する2ビーム超音波装置である。そこには全部でK個のトランスジューサ素子が備えられており、その内の3個は1、2、Kと記した素子である。各素子は、二つの時間遅れ、 d_{11} から d_{12} まで、に関連しており、トランスジューサ素子1は遅れ d_{11} から d_{12} に接続され、トランスジューサ素子2は遅れ d_{21} から d_{22} に接続され、トランスジューサ素子Kは遅れ d_{K1} 、 d_{K2} に接続されている。

【0011】市場で入手できるパルス発生器26は、導体28を経由して各遅れに接続されている。パルス発生器26が導線28の上にパルスを発生すると、このパルスは各遅れに加えられる。所定の時間遅れの後、このパルスは、各遅れが接続されているトランスジューサに加えられる。トランスジューサ素子は、超音波パルスを発生し、これはトランスジューサアレイを保持している物体内に伝播する。

【0012】各時間遅れ d_{11} から d_{12} までパルスに加えられる遅れの長さは、可変であり、コンピュータにより既知の方法で制御される。このようなコンピュータ制御により、所定数の超音波ビームが、各ビームがアレイの中心に対して所定の角度をなして、アレイの中心から伝播する。遅れの設定値を適切に選定して伝送ビームの角度と焦点距離とを選択する。ビーム反射の受信は次の仕方で行われる。ソナーの反射波がトランスジューサ素子1~Kの一つに当たると、素子は、ソナー反射に比例する電気信号を発生し、この信号が時間遅れに加えられる。これにより各信号が、伝送パルスが遅れたのと同じようにして所定値だけ遅れる。遅れた各受信信号は、遅れ d_{11} からの信号が導体30に加えられ、遅れ d_{12} からの信号が導体32に加えられるように、導体に加えられる。各トランスジューサ素子に関連する遅れの一つからの信号は、伝統的な加算装置34により、別の加算装置36で加算される各トランスジューサ素子に関連する他方の

遅れからの信号と同様、加え合わされる。

【0013】受信角度と焦点との選択は、伝送角度と焦点との選択と同じようにして、すなわち、異なる時間遅れを既知の仕方で行うことにより、行われる。アレイはこのようにして各伝送軸に沿って次第に距離の増大する点に結像し、これにより各伝送パルスにより発生されたソナー反射波を検知する。

【0014】装置24は、2ビーム装置から構成されている。すなわち、二つの超音波パルスが同時に物体内に伝送される。加算装置34に関連する時間遅れは、ビームの一つの角度と焦点とを受信モードで制御するのに使用されるが、加算装置36に接続されている遅れは、他のビームをそのように制御するのに使用される。この方法は、R. D. Gatzke, J. T. Fearnside, および S. M. Karp の「Electronic Scanner for a Phased-Array Ultrasound Transducer (フェーズドアレイ超音波トランスジューサ用電子スキャナ)」、Hewlett-Packard Journal, pp. 13~20, Dec. 1983に記されている単ビーム装置を直接拡張したものであり、その一般的な形態では、M本のビームとK個のトランスジューサ素子とを有する装置についてK×M個の遅れ要素が必要である。必要な遅れ要素の数が少ない別のビーム形成法もマルチビーム超音波映像装置を設けるのと同様に良く使用することができることを認めるべきである。たとえば J. Butler, R. Lowe の「Beam-Forming Matrix Simplifies Design of Electronically Scanned Arrays (ビーム形成マトリックスが電子走査アレイの設計を簡単にする)」、Electronic Design, pp. 170~173, April 12, 1961を参照。

【0015】今度は図2に示したようなマルチビーム超音波装置に伴って生ずるビーム間干渉の問題について考察する。装置にはM本のビームとK個の素子から成るトランスジューサアレイとがあると仮定する。ビームjだけが活性でアレイから距離Dおよび角度θで単一目標が存在するとしよう。媒体には周波数ωおよび減衰が全く無いと仮定すれば、目標を照らす超音波信号の値は、

【0016】

【数2】

$$T^s_j(t) = \sum_{k=1}^K g(c-d_{kj}-\delta_{kd}) \quad (2.1)$$

で与えられる。

【0017】ただし d_{kj} はビームjの電子結像に対してk番目の入力に必要な遅れであり(図2を参照)、 δ_{kd} は素子kにより発生された信号が目標に到達するのに必

5

要な時間であり、 $g(t)$ はパルス発生器により発生された信号である。右肩の文字 s は装置が単ビームモードになっていることを示す。図3から、 $\delta_{kb} = l_{kb}/V$ であり、ここで V は音速であり、 l_{kb} は素子 k の目標から *

$$\delta_{kb} = \frac{1}{V} \sqrt{D^2 + e(k)^2 - 2e(k)D \sin \theta} \quad (2.2)$$

であることがわかる。

【0019】ここで $e(k) = 1/2$ ($2k - K - 1$) τ は素子 k のアレイの中心からの距離であり、 τ は トランスジューサの素子間の距離である。距離 D_{rj} にビ※

* の距離である。ピタゴラスの定理を適用すると、
【0018】
【数3】

※一ムを結像させるには、 $d_{k1} + \delta_{kb1j} = \text{一定} = T_r$ であることが必要である。それで (2、2) から

【0020】
【数4】

$$d_{kj} = T_r - \frac{1}{V} \sqrt{D_{rj}^2 + e(k)^2 - 2e(k)D_{rj} \sin \theta_j} \quad (2.3)$$

【0021】ただし D_{rj} はビーム j の結像距離であり、 θ_j はビーム j の操縦角であり、 T_r は d_{k1} が常に正であるように選択された常数である。(2、1) について★

★同様に、ビーム j からの受信反響波は、
【0022】
【数5】

$$R^s_j(t) = \alpha \sum_{n=1}^K T^s_j(t - d_{nj} - \delta_{nD}) = \alpha \sum_n \sum_k g(t - d_{nj} - \delta_{nD} - d_{kj} - \delta_{kD}) \quad (2.4)$$

【0023】 α は目標の反射率を表わす。M本のビームすべてが同時に伝送されるときは、 $T^m(t)$ が目標をマルチビームモードで照らす複合信号を表わすとすれ☆

☆ば、
【0024】
【数6】

$$T^m(t) = \sum_{b=1}^M T^s_b(t) = \sum_{b=1}^M \sum_{k=1}^K g(t - d_{kb} - \delta_{kD}) \quad (2.5)$$

【0025】(2、4) および (2、5) から、 j 番目のビームに対して受信器の出力で受信した信号は、

◆ 【0026】
【数7】

$$R^m_j(t) = \alpha \sum_{n=1}^K T^m(t - d_{nj} - \delta_{nD}) = \alpha \sum_n \sum_b T^s_b(t - d_{nj} - \delta_{nD}) \quad (2.6)$$

(2、1) - (2、6) から、

* 【数8】

【0027】

$$R^m_j(t) = R^s_j(t) + \alpha \sum_{b=j} \sum_n \sum_k g(t - d_{kb} - \delta_{kD} - d_{nj} - \delta_{nD}) \quad (2.7)$$

【0028】(2、7) の第2項は、或るビーム j を通して映像目標から受取った信号は、他のすべてのビームの伝送エネルギーの影響を受けることを意味する。この項をここではビーム間干渉と言うが、主として各ビームのサイドローブエネルギーによるものである。干渉は二次元で、すなわちビームを横断する各円弧に沿って、および各ビームの軸に沿って、起る。実際の映像装置では、この干渉は、真の目標の周りに「蝶の模様」のように見える。

【0029】従来技術の装置は、マルチビーム (および

単ビーム) ソナー映像装置により集められたデータを処理しているが、それら装置は、非常に甚だ複雑であるか、またはビーム間干渉の影響を本発明が行う程度にまで極小にできないかのいずれかである。

【0030】

【発明の目的】従来技術の方法より改善されたマルチビームソナー映像を変換する方法を提供することが本発明の一般的な目的である。データの正確さを高レベルに維持しながらデータ収集の速さを高めるのが本発明の更に特定の目的である。ビーム間干渉の影響を極小にする方

法を提供するのが本発明の更に特定の目的である。映像平面の両方の次元でビーム間干渉を極小にする方法を提供するのが本発明の他の特定の目的である。

【0031】

【発明の概要】本発明は、ソナー送信器のアレイを使用して物体の結像を行う方法を提供するものである。アレイは、複数のソナービームを複数の線に沿って且つ複数の円弧を横断して物体内に同時に伝送する。前記各線に沿って反射したソナー信号は検知され、前記反射信号から成る映像アレイが発生される。アレイの各値は前記円弧の一つから反射した信号を表わす。映像アレイの所定の値について、所定の素子を含む円弧の両側で同時に伝送されたビームに沿って反射された信号の値の関数である変換映像値が作られる。本発明の他の特徴では、前述の動作は、映像アレイ内の各素子について行われ、これによりビーム間干渉の影響を極小にする変換映像値のアレイが作られる。

【0032】

【実施例】今度は、本発明の変換方法を記述する方程式に使用される基本的記号法を示すことにする。図4Aに転ずると、単ビーム装置によりサンプルされた値の映像領域部分が示されている。領域内の各点は、1対の指標 (j, i) によって特徴づけられている。ここで $j = 0, 1, \dots, J-1$ は円弧の番号であり、 $i = 0, 1, \dots, N-1$ は線の番号である。トランスジューサは、円弧0の下に設置されていると仮定する。実際には、走査映像領域は、図2に示すものに類似の扇形である。図2では、幾つかの線に図4Bの線番号に対応させて円弧であるように番号を付けてある。図2の図では、ビーム1は線2と同軸であり、ビーム3は線 $N-3$ と同軸である。

【0033】図2の装置のトランスジューサは、数本のビームを同時に映像領域に送出する。これら同時に伝送されるビームを「ビームアレイ」と言う。ビームアレイは、 M 本のビームから構成され、ビームには左から次のように番号が付けてある。 $m = 0, 1, \dots, M-1$ 。図2の装置については、 $M=2$ である。結像距離はアレイ内のすべてのビームについて同じであり且つビームは Δ 本だけまたは Δ_{θ} 度だけ離れていると仮定する。マルチビーム装置のビームの分離と線（または角度の）解像度とは独立の量であることに注目のこと。たとえば、ビーム分離が5度のビームアレイを所有することができるが、これを一度に0.5度回転させるだけで0.5度の線解像度を得ることができる。図2のビームアレイのビーム分離は約60度である。しかし、このような大きなビーム分離は代表的なものではなく、図2はここで使用している記号法を図解するためだけにそのように描いてあることに注目すべきである。ビームアレイが映像領域を走査するにつれて、ビームアレイの各位置は、1対の数字 (j, p) により特徴づけられる。ただ

し j は、受信結像円弧番号であり、 p は、アレイの線位置である。アレイの線位置に左から連続的に $p = 0, 1, \dots, P-1$ のように番号を付ける慣例を採用する。ただし $P = N/M$ 。1ビーム装置の場合と異なり、マルチビーム装置では線の数に任意に取することはできない。走査扇形に「穴」をあけないために、おおよび同じ線に2回当たらないために、線の本数は $\Delta \cdot M$ の倍数でなければならない。

【0034】ビームアレイは、映像領域を次のように走査する。始めにビームアレイは位置 $(0, 0)$ にあり且つビーム間の分離は Δ であると仮定する。すべてのビームを伝送し、反射をすべての円弧から受信する。アレイを右に1線移動し、再び伝送する。ビーム0の線番号がビーム1の最初の線番号と同じになるまで続ける。（これは、ビーム0が既に走査されてしまった線を走査し始めることを意味する。）次に新しい位置まで跳んでビーム0の線位置が丁度ビーム $M-1$ の最後の線位置の右になるようにし、上述のとおり続ける。この走査様式を「走査跳躍」様式と言うことにする。

【0035】図2および図4Bを参照すると、線に沿って伝送された各パルスが、信号が通過する媒体に関する情報を備えている信号を反射することがわかる。反射信号は、周期的にサンプルされ、このような各信号について複数のサンプル値を生ずる。各値は、図4Bに示したように、映像領域内の一定位置にキーインすることができる。図4Bに示したサンプル値をここでは映像アレイまたはマトリックスと言い、各サンプル値 $x(j, i)$ はマトリックス内の要素から構成される。変換方法は、連続信号およびサンプル信号の双方に適用することができるが、この実施例では、検知信号はサンプル信号であると仮定している。

【0036】一般的に言えば、本発明の原理は、次のように説明される。マルチビーム装置において同時に伝送する数本のビームが存在すれば、上述のように点目標の周りに二次元干渉模様が生ずる。このことは、或るビーム m を通して結像目標から受取る信号は、結像目標の近傍の他の目標により反射された信号から影響されることを意味しており、これは方程式2.7により実証される。これら反射波はビームアレイにより受信され、したがって受信信号は、ビーム間干渉の量に関する情報を担っている。受信信号の「干渉部分」を取り、これを映像目標から受取った信号から差し引けば、干渉を除去することができる。残念ながら、「干渉部分」は、あらかじめわかっていない。それで、代りに映像目標の近傍のサンプル値（映像目標それ自身から受取った信号の値を含む）の「線形組合せ」を作り、これを結像目標信号の代りに使用する。結像目標の近傍からのこのようなサンプル値には、結像目標に対して隣接する線および円弧に関する値が含まれている。この線形組合せに関する係数は、ビーム間干渉が最小限になるように計算される。こ

れら係数を「変換係数」または「変換核」と言う。

【0037】今説明したばかりの変換は、RF領域でまたはビデオ領域で（すなわち、検出後）行うことができる。このように変換された映像マトリックスをここでは変換映像値のマトリックスと言う。「検出後」の変換は、実施しやすく、これが本発明のこの実施例を実行するのにこの変換モードを選択した理由である。変換方法および最適変換係数を見出す手順について今度は一層詳細に説明することにする。

【0038】本発明は3本以上のビームで実施するのが望ましいことに注目すべきである。図2の2ビーム装置を使用して好適実施例の説明を簡単にする。ビーム構成は任意にすることができる。本発明の変換方法は、ビームアレイの向きに無関係に適用することができる。現在の1ビーム装置では、映像領域全体にわたる輝度分布は、点(j, 1)から受取った値（検出後）を表わす二次元量 $\chi(j, 1)$ で記述することができる。上述の走査跳躍様式を使用するマルチビーム装置では、異なる点が異なるビームで結像される。各点のビームの個性を保存するために、上の記号法を、ビームアレイが該円弧に沿う位置pにあるときビームmを通して円弧jから受取る値（検出後）である $\chi(m, j, p)$ に変更しなければならない。値 $\chi(m, j, p)$ を、それがすべてのビームを通して伝送されたパルスからの反射値の組合せを表わしているのので、「複合値」と呼ぶ。

【0039】或る位置(j, p)、図4Bで実線で区切られた長方形、にあるビームアレイを考える。またビームアレイのL個の連続円弧位置に対応し且つその中心が*

$$y(m, j, p) = \sum_{l=0}^{L-1} \sum_{b=0}^{M-1} c(m, l, b) x(b, j-L_0+l, p) \quad (3.1)$$

$$m = 0, 1, \dots, M-1;$$

$$j = L_0, L_0+1, \dots, J-L+L_0;$$

$$p = 0, 1, \dots, P-1$$

【0043】ここで三次元アレイ{c(m, l, b)}は、変換係数のアレイである。この変換係数のアレイを、幅M、深さL、および高さMの「変換核」と言う。

(3, 1)で記述した変換プロセスを目に見えるようにする良い手段は、これを、「変換核」により「覆われた」複合値の2Dアレイを取り、アレイの中間行の要素をアレイ内の要素の線形組合せで置換えるプロセスと考えることである。核の深さのため変換映像Aの円弧の数は、元の映像、すなわち $J_1 = J - L + 1$ の円弧の数より少ないことに注目すること。

【0044】変換係数は、変換方程式(3, 1)の重要

*現在の位置(j, p)の周りにある複合信号のL×Mアレイを考える。このアレイを図4Bでは円で囲んだ点で示してあり、ここでは窓と言う。量Lは後に指定する。今説明した複合値のアレイを「複合集合」と言い、変換方程式で線形組合せを作るのに使用するはこの集合である。

【0040】所定の円弧について複合集合が、円弧のM個の連続点に対応する信号ではなく、「ビームアレイの所定の角位置にあるビームにより受信されるM個の信号を備えていることを想起することは重要である（この二つの信号は、ビーム分離が1本の線に等しい場合にのみ同じである）。集合は、受信信号が、円弧上の隣接点に対応する信号によってではなく、同時に他のビームにより伝送される信号、すなわち、ビームアレイの同じ位置にある信号、によってのみ影響されるから、そのように構成されているのである。

【0041】複合集合内のビームアレイの位置に対応する行番号を $L_0 = [L/2]$ (L/2を超えない最大整数)で表わす。こうすると複合集合の第1行の要素を $\chi(m, j-L_0+1, p)$ と書くことができる。ここで $m=0, 1, \dots, M-1$ および $l=0, 1, \dots, L-1$ である。点($m=0, l=0$)は複合集合の左下隅に対応することに注意。本発明のこの実施例では、複合値は、次の方程式に従って「数値信号」 $y(m, j, p)$ に変換される。

【0042】

【数9】

な構成要素である。これらの変換係数は、ビーム間干渉を最小限にするように決定することができる。数学的には、この条件を次のように述べることができる。d(m, j, p)を $y(m, j, p)$ の「所要」値、すなわち、ビーム間干渉の無い値としよう。こうすればc係数を、変換信号と所要信号との間のRMS誤差を、映像領域全体にわたり、最小にすることにより見出すことができる。すなわち、

【0045】

【数10】

$$\sum_{j=L_0}^{J-L+L_0} \sum_{p=0}^{P-1} \{y(m, j, p) - d(m, j, p)\}^2 =$$

$$\sum_{j=L_0}^{J-L+L_0} \sum_{p=0}^{P-1} \left\{ \sum_{l=0}^{L-1} \sum_{b=0}^{M-1} c(m, l, b) x(b, j-L_0+l, p) - d(m, j, p) \right\}^2 = \min$$

$$m = 0, 1, \dots, M-1$$

【0046】極小化は各mについて独立に行われることに注意。所要信号d()はどのように見えるべきであるか？明らかに、これは結像する画像によって変る。現在の1ビーム装置では、特別な形式の「試験」画像および装置の性能、すなわち点拡散機能またはビーム輪廓、を特徴づけるのに使用される、対応する装置出力がある。筆者等は、マルチビーム装置に対して同様の方法を使用した。変換係数を見出すための、「試験」画像、または「訓練」画像は、ここでは訓練対象と言うが、ビームアレイの伝送結像距離のところに且つ中心円弧i。= [I/2] の中間にある一つの点目標（映像領域の中心円弧j。= [J/2]）から成る。訓練対象の走査により集められたサンプル映像値をここでは訓練対象サンプル値のマトリックスと言う。このような訓練対象を走査する各ビームmに対する所要信号は、ビームが目標の右に見えるとき1に等しく、その他の場合には0に等しい。訓練対象の単ビーム走査から得られる実際の信号のような他の所要信号をも使用することができる。このような所要信号をここでは理想的訓練対象マトリックスと言う。

【0047】最適化方程式(3、2)は、訓練画像および対応する所要応答を用いて装置を訓練して変換係数の最適組合せを発生することができる方法を教示してくれるので、「訓練方程式」と考えることができる。この方程式を書く際に複合信号および所要信号は上述の「走査跳躍」様式を使用して得られていると仮定した。しかし、所要関数がデルタ関数であれば、その走査様式は、変換係数の有意な組合せを発生しない。「走査跳躍」方法では一つのビームだけがいつでも試験目標を見ることになる。したがって、アレイ内の他のすべてのビームに対する所要関数は、全く一致して0である。それで、R*

$$\sum_{j=L_0}^{J-L+L_0} \sum_{p=0}^{P-1} \left[\sum_{l=0}^{L-1} \sum_{b=0}^{M-1} c(m, l, b) x_T(b, j-L_0+l, p) - d_T(m, j, p) \right]^2 = \min$$

$$m = 0, 1, \dots, M-1$$

(3.2)

*MS問題に対する解答は、すべてが0である一組の変換係数により満足されることになり、実際の役に立たない。

【0048】この基本的な制限の他に、訓練に「走査跳躍」様式を使用することにはもう一つの実際の欠点がある。真実の映像では、対象は、アレイ内の「各ビーム」に対して「任意の」角方向を取ることができる。それで、変換係数の健全な組合せを作るのには、アレイ内の各ビームに対してできる限り多数の異なる向きの試験目標を備えている訓練手順を所持したい。「走査跳躍」走査アルゴリズムは、各ビームを映像領域内のすべての円弧に当てさせるが、限られた数の線を当てることに過ぎない。

【0049】上述の制限を克服するために、走査アルゴリズムを、ビームアレイが訓練モードでは常に「一度に1線だけを」回転するように、修正する。すなわち、ビームアレイの所定の角位置について、我々は0からJ-1までのすべての円弧を走査し、次いでアレイを右に1線移動してビーム0が今度は前の角位置にあるビーム1と同じ方向に向き、ビーム1がビーム2と同じ位置に向き、等々になるようにする。この走査モードを、「走査跳躍」様式を使用する「結像モード」と対照的に「訓練モード」と言う。訓練モードに対する複合信号、変換信号、および所要信号をそれぞれ、 $x_T(m, j, p)$ 、 $y_T(m, j, p)$ 、および $d_T(m, j, p)$ と記す。添字Tの無い同じ量を結像モードと言う。訓練モードでの円弧あたりのビームアレイ位置の数は、 $P_T = N - (M-1)\Delta$ である。最適化方程式(3、2)は今度は次の形に書き直される。

【0050】

【数11】

を或る係数c(m, 1, b)に関して微分し、項を並べ換えると、次の式を得る。

【0052】

【数12】

【0051】方程式(3、3)は、実際にはM個の独立した方程式である。最適変換係数を見出すために各方程式をML個の未知数c(m, 1, b)に関して微分し、導関数を0に等値し、未知数について解く。(3、3)

13

14

$$\sum_{l=0}^{L-1} \sum_{b=0}^{M-1} c(m, l, b) r(b, l, b_q, l_s) - v(m, b_q, l_s) = 0$$

(3.4)

ここで、

$$r(b, l, b_q, l_s) = \sum_{j=L_0}^{J-L+L_0} \sum_{p=0}^{P_T-1} x_T(b, j-L_0+l, p) x_T(b_q, j-L_0+l_s, p)$$

(3.5)

$$v(m, b_q, l_s) = \sum_{j=L_0}^{J-L+L_0} \sum_{p=0}^{P_T-1} d_T(m, j, p) x_T(b_q, j-L_0+l_s, p)$$

(3.6)

$$m = 0, 1, \dots, M-1, \quad b_q = 0, 1, \dots, M-1, \quad l_s = 0, 1, \dots, L-1$$

【0053】(3、4)の解は、マトリックス記法を導入すれば、閉じた形に書くことができる。この記法では、小文字はマトリックスの要素を示し、大文字は対応するマトリックスを示す。(3、4)をマトリックス形で表わすためには、関係する量の次元を下げなければならない。この縮小を以下のように行う。LXM複合集合を集合の要素に連続的に、一行一行、番号付けすることにより長さMLの等価ベクトルとして表わす。3D変換核を等価2Dアレイに変換する。ここで等価アレイの第m行は、3D核の第m平面に対応する。これら変換の結果、(3、4)に含まれている指標および量は、2D量として次のように表わされる。

【0054】

【数13】

$$n = lM + b, \quad k = l_sM + b_q \quad (3.7)$$

$$c_E(m, n) = c(m, l, b) \quad (3.8)$$

$$r_E(n, k) = r(b, l, b_q, l_s) \quad (3.9)$$

$$v_E(m, k) = v(m, b_q, l_s) \quad (3.10)$$

等価量を使用すると方程式(3、4)は次のように書き換えられる。

【0055】

【数14】

$$\sum_{n=0}^{ML-1} c_E(m, n) r_E(n, k) - v_E(m, k) = 0$$

$$m = 0, 1, \dots, M-1 \quad k = 0, 1, \dots, ML-1$$

(3.11)

【0056】等価量のマトリックスは、 $C_E = \{c(m, n)\}$ 、 $R_E = \{r_E(n, k)\}$ 、および $V_E = \{v_E(m, k)\}$ である。今度は方程式(3、11)は、マトリックス形で $C_E R_E = V_E$ と書かれ、このマトリックス方程式の解は、

$$C_E = V_E (R_E^{-1})$$

(3、12)で

ある。(3、12)は、 R_E が入力量(今の場合には複合信号)の相関マトリックスであり、 V_E が入力量および所要量の相互相関マトリックスである最小二乗問題の標準解を表わしている。

【0057】図2のマルチビーム走査装置により集められたデータは、ここに開示した方程式に従って、データを変換するようプログラムされている特殊目的コンピュータ(図示)に供給されることに注目すべきである。当業者は、ここに掲げた、本発明の方法を適用する方程式で示された各種動作を行うようにコンピュータをプログラムすることができる。

【0058】上述のビーム変換方法の有効性を評価するため、および装置のパラメータについて最適値を決定するため、マルチビーム超音波映像装置の時間領域シミュレータを開発した。シミュレータは、単ビーム装置、マルチビーム装置、およびマルチビーム変換装置の任意の目標分布に対する映像を発生し、ビームの数、ビーム分離、映像領域の大きさおよび解像度、フェーズドアレイ要素の数などのような主要装置パラメータの広範囲な実験を可能とする。

【0059】実験は、時間領域シミュレータを使用し、各種装置パラメータおよび構成を試験して行った。下記は、小さいがこのようなシミュレーションの代表的なサブセットの結果を図式的に示すものである。以下に報告するシミュレーションで、次の装置パラメータは一定としてある。

線分離=1°

ビーム分離=1本

円弧の数=51

円弧分離=1.23mm

伝送焦点距離=100mm

領域の深さ=69.2mmから130.8mm

変換核の線数=11

50 フェーズドアレイの要素=128

搬送周波数=2.5MHz

【0060】以下の考察は、変換核内の適切な線数（すなわち、変換核の深さ）を選択する際に適用する。Lの奇数値は、核をビームアレイの位置に関して対称にするのに選択される。Lの値が大きければ大きい程、核で覆われる面積が大きくなり、これにより干渉が一層よく抑制される。他方、Lが大きくなければ、画素あたりの変換計算が多くなる。核の深さに関する最初の質問を作る良い方法は、訓練画像の複合映像（映像領域の中間にある点目標）を熟視し、干渉模様がどれだけ深いかを見ることである。次いでLを大きくしておよび小さくして相当数の実験を行い、画像品質にそれ以上の改善が見られなくなる最大値を見出す。この方法を使って筆者等は、1°のビーム分離を有する10ビーム装置について、変換核の満足な深さが約13.5mmであり、これは1.23mmの円弧分離についてL=11に対応するものである、ことがわかった。明らかに、Lは、ビームの数、ビーム分離などを含む多数の因子によって変る。

【0061】シミュレーションに使用した目標の分布は、映像領域の中心で、0度の線上で且つ100mmの円弧上に設置された、単位輝度の単一目標から構成されている。目標分布について、5ビーム装置（図5）および10ビーム装置（図6）のシミュレーションの結果を、各々単ビーム装置のシミュレーションの結果と比較して、示してある。図5および図6は各々、上述の訓練対象（点目標）のビーム描画シミュレーションを、各線に沿う最大輝度（dBで表わしてある）から成る垂直軸を、トランスジューサアレイに対する線の角度に対してプロットして、示したものである。各プロットは、単ビーム装置、変換の無い5ビーム装置（複合装置と言う）、および変換のある5ビーム装置により作られたシミュレーション映像を示す。図5および図6の両者における理想的応答は、0dBの単一パルスが現われる0度の角を除くすべての角で信号の無いプロットから構成されている。わかるとおり、本発明に従って、変換されたビームのプロットは、最も正確な結果を示している。

【0062】図5および図6のプロットには位相収差が無いことに注目すべきである。種々な形式の組織が含まれており、その各々が種々な速度のソナーパルスを伝送する人間の身体では、受信信号は、信号ごとにパルスの

進行時間が異なるため、互いにわずかずれている。シミュレーション装置の一部として無秩序な位相収差が含まれていると、5ビームの変換映像の画質は、10ビームの変換映像の品質よりわずかに優れて見え、或る線角度では両者とも単ビームの映像より劣っている。これは、映像画質とデータ収集速度との間に予想される取引を示している。

【0063】図5および図6のビームプロットはまた、ビーム変換は、干渉を除去したり目標に近い分解能を改善するには非常に良いが、目標から適度の距離では鋭いサイドロープをも生ずる。このリングング効果は、一部は、変換係数を最適化する手順で所要信号として理想的デルタ関数を使用したことによる。リングング効果の改善は、所要信号としてもっと滑らかな関数を使用すれば期待することができる。所要信号の普通の候補は、単ビーム装置により発生されたものに似ている信号である。

【0064】

【発明の効果】以上説明したように、本発明を用いることにより、ビーム間干渉の影響を極小にすることができる。また、データの正確さを高レベルに維持しつつ、データ収集の速さを高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】従来の単一ビーム超音波映像システムの概略図である。

【図2】本発明の実施に用いられるマルチビーム・ソナー映像システムの概略図である。

【図3】超音波トランスジューサアレイの概略図である。

【図4A】単一ビーム超音波映像領域においてサンプルされた値の位置を示す図である。

【図4B】本発明に従ってマルチビーム超音波映像領域においてサンプルされた値の位置を示す図である。

【図5】本発明に従って変換された超音波5ビーム走査に関する輝度対線の角度のプロット図である。

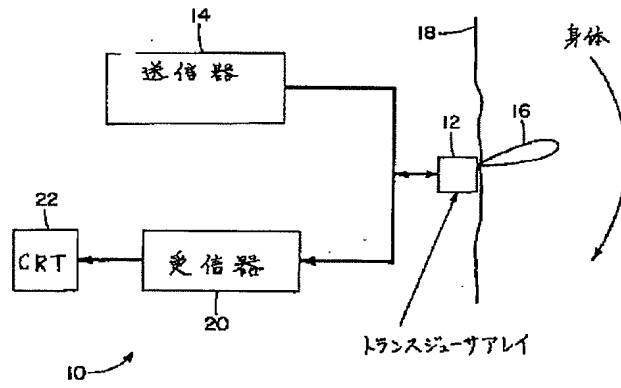
【図6】10ビーム走査を使用した場合のプロット図である。

【符号の説明】

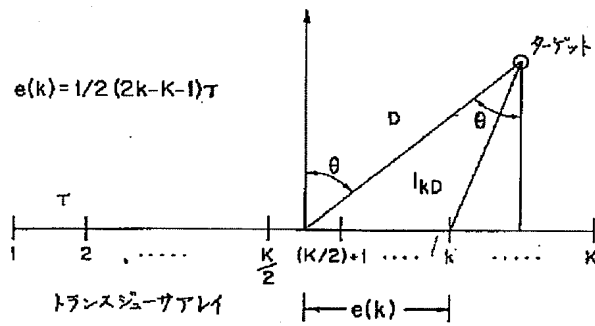
1、2、…K：トランスジューサアレイ

34、36：加算装置

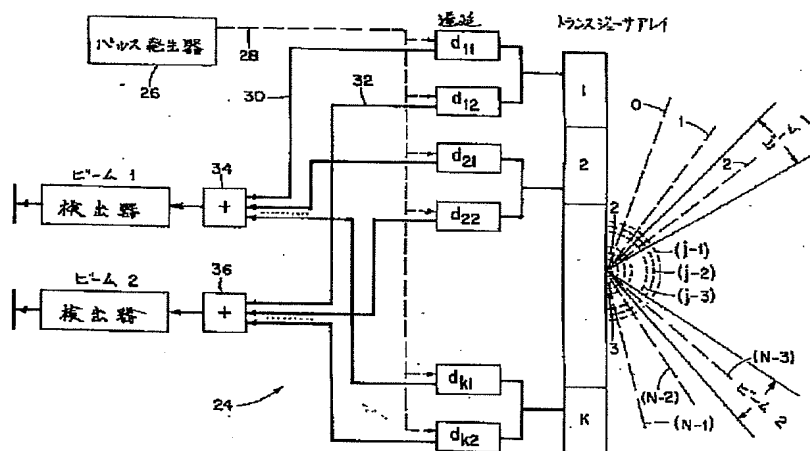
【図1】



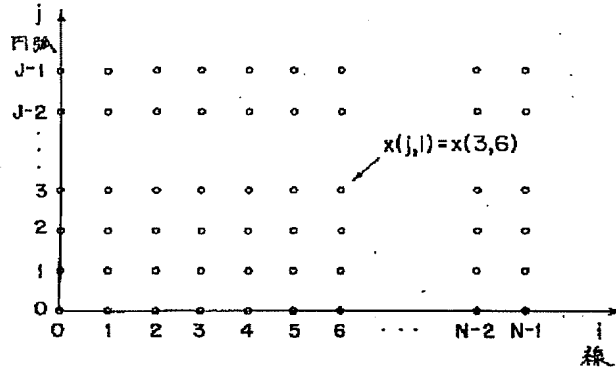
【図3】



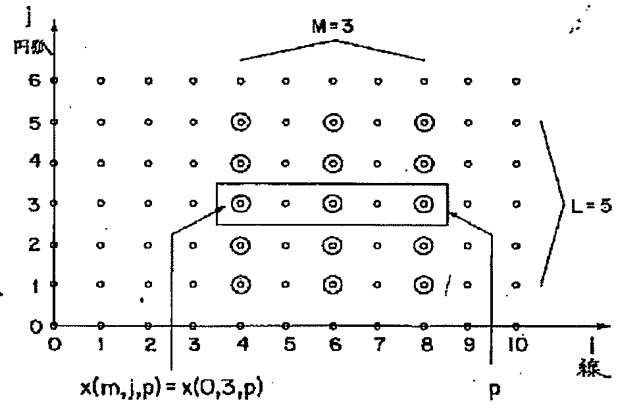
【図2】



【図4A】

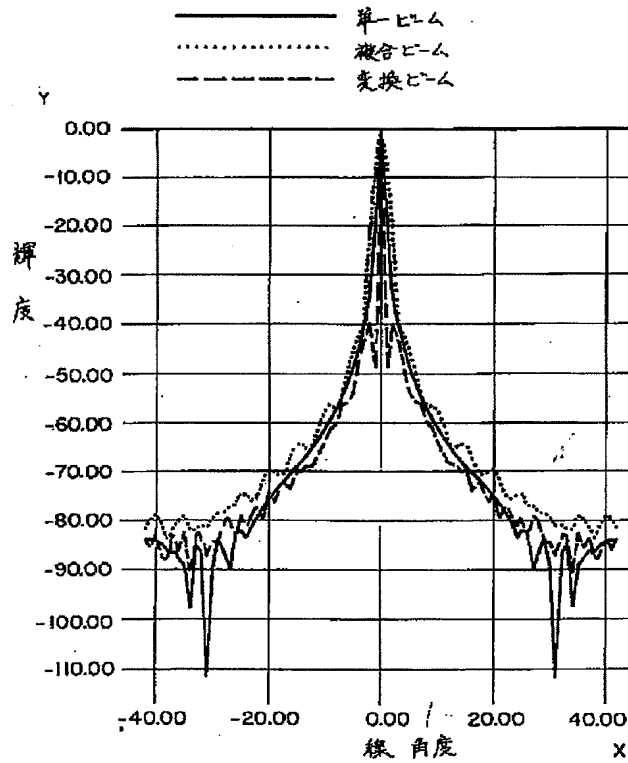


【図4B】



【図5】

b = 5 deg = 84.00 n = 85 s = 1 arcs = 5 l k = 1 l np = D10



【図6】

